

This Page Is Inserted by IFW Operations  
and is not a part of the Official Record

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning documents *will not* correct images,  
please do not report the images to the  
Image Problem Mailbox.**





①9 BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**  
⑩ **DE 199 41 105 A 1**

⑤ Int. Cl. 7:  
**A 61 B 18/14**

⑲ Aktenzeichen: 199 41 105.0  
⑳ Anmeldetag: 30. 8. 1999  
㉑ Offenlegungstag: 29. 3. 2001

DE 199 41 105 A 1

⑦① Anmelder:  
Erbe Elektromedizin GmbH, 72072 Tübingen, DE  
  
⑦② Vertreter:  
Meissner, Bolte & Partner, 80538 München

⑦③ Erfinder:  
Fischer, Klaus, 72202 Nagold, DE; Hagg, Martin,  
72827 Wannweil, DE

⑤⑥ Entgegenhaltungen:

DE	42 12 053 C1
DE	29 46 728 A1
GB	23 14 274 A
US	58 36 947 A
US	55 49 604 A
US	53 82 247 A
US	34 60 539
WO	97 11 649 A1
WO	96 20 652 A1

**Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen**

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤④ Elektrode zum Schneiden eines biologischen Gewebes

⑤⑦ Die Erfindung betrifft eine Elektrode zum Schneiden von biologischem Gewebe mittels eines HF-Stromes, wobei während des Schneidens zwischen einem elektrisch leitenden, aktiven Elektrodenbereich und dem Gewebe lichtbogenartige Entladungen entstehen. Es soll ein zu hoher Stromfluß in das Gewebe, insbesondere beim Anschneiden, vermieden werden.  
Erfindungsgemäß umfaßt dazu der aktive Elektrodenbereich mindestens nach Beginn eines Schneidevorgangs eine Vielzahl von Einzelflächen, die zur Bildung der Entladung zugänglich sind und die voneinander durch isolierte Bereiche getrennt sind, wobei die Einzelflächen relativ zu einer Gesamtfläche des aktiven Elektrodenbereichs sehr klein dimensioniert sind.

DE 199 41 105 A 1

## Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Elektrode zum Schneiden eines biologischen Gewebes nach dem Oberbegriff des Patentanspruchs 1, sowie Verfahren zur Herstellung solcher Elektroden.

Beim Schneiden von biologischem Gewebe mit einer Elektrode tritt das Problem auf, daß biologisches Gewebe an der Elektrodenoberfläche anhaftet oder gar einbrennt. Um dies zu vermeiden, sind bisher eine Vielzahl von verschiedenen Lösungen vorgeschlagen worden.

Aus der DE 42 12 053 C1 ist es beispielsweise bekannt, die metallische Oberfläche einer Elektrode zumindest teilweise mit einer Hartstoffschicht, die aus einer Metall-Metalloid-Verbindung besteht, zu beschichten. Der Vorteil einer solchen Beschichtung aus metallischem Hartstoff liegt in ihrer Widerstandsfähigkeit gegen elektrische Lichtbogen und mechanische Belastungen.

In der WO 96/20652 ist ebenfalls eine Elektrode offenbart, deren raue Oberfläche teilweise mit einer metallischen Beschichtung versehen ist, welche die Oberfläche glatter macht und dadurch ein Ankleben von Gewebe an der Elektrode beim Schneiden verringert und eine leichtere Säuberung der Elektrode ermöglicht.

Aus der US 5,382,247 ist eine elektrochirurgische Elektrode bekannt, deren metallische Oberfläche mit einer Polymerbeschichtung, die als elektrischer und thermischer Isolator wirkt, überzogen ist. Die Spitze der Elektrode bleibt dabei frei und die Polymerschicht weist Löcher auf, durch die Energie von der Elektrode in das zu schneidende biologische Gewebe durchtritt.

In der US 5,549,604 sind eine Elektrode und ein Verfahren zur Herstellung der Elektrode beschrieben, wobei die Elektrode mit einem elektrisch leitfähigen reinen amorphen Silikonüberzug, der mittels eines PECVD (Plasma enhanced chemical vapor deposition) Verfahren aufgebracht wird, versehen ist. Der Silikonüberzug verhindert dabei das Ankleben oder Anhaften von biologischem Gewebe während des Schneidevorgangs an der Elektrodenspitze.

Ebenfalls sind aus WO 97/11649 eine elektrochirurgische Elektrode mit einer Silikonbeschichtung und ein Verfahren zur Herstellung der Elektrode offenbart. Dabei weist die Silikonbeschichtung eine unterschiedliche Dicke auf. An den Schneidekanten der Elektrode ist die Silikonbeschichtung besonders dünn, um einen HF-Stromfluß von der Elektrode in das biologische Gewebe zu ermöglichen. An den flachen Stellen der Elektrode ist die Silikonbeschichtung dagegen besonders dick und wirkt als Isolator. Die Silikonbeschichtung vermeidet dabei ein Anhaften oder Ankleben des biologischen Gewebes an der Elektrode während des Schneidens.

Beim Schneiden ist jedoch nicht nur das Anhaften oder Ankleben von biologischem Gewebe an der Elektrode ein Problem, sondern auch die Anschnittphase, d. h. die Phase bis zum Einsetzen des Schneidevorgangs. In der Anschnittphase treten nämlich noch keine lichtbogenartigen Entladungen zwischen der Elektrode und dem zu schneidenden biologischen Gewebe auf, die eine Erhöhung des Übergangswiderstandes zwischen Elektrode und biologischem Gewebe bewirken und damit auch den HF-Stromfluß in das Gewebe begrenzen. Durch einen zu großen HF-Stromfluß in das Gewebe kann nämlich eine zu tiefe, unbeabsichtigte Koagulation, d. h. eine Schädigung tiefergelegener Gewebebereiche auftreten.

Aus der DE 29 46 728 A1 ist ein Hochfrequenz-Chirurgiegerät bekannt, bei dem der HF-Stromfluß nicht kontinuierlich, sondern in einem oder mehreren zeitlichen Intervallen erzeugt wird, um ein zu tiefes Einschnitten der Elektrode in das Gewebe aufgrund eines zu hohen HF-Stromflusses zu

vermeiden. Insbesondere bei ungünstigen Elektroden, beispielsweise Polypektomie-Schlingen, kann es allerdings unter Umständen sehr lange bis zur Entstehung von lichtbogenartigen Entladungen dauern. Während dieser Zeit kann ein zu großer in das Gewebe fließender HF-Strom dieses schädigen.

Es ist daher Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine Elektrode zum Schneiden eines biologischen Gewebes anzugeben, durch die ein sicheres Anschneiden des Gewebes ermöglicht wird und die verhältnismäßig einfach aufgebaut ist.

Diese Aufgabe wird durch eine Elektrode mit den Merkmalen des Patentanspruchs 1 gelöst. Vorteilhafte Ausgestaltungen der Elektrode sind den abhängigen Patentansprüchen entnehmbar.

Es wird also eine Elektrode zum Schneiden von biologischem Gewebe mittels eines HF-Stromes aufgezeigt, wobei während des Schneidens zwischen einem elektrisch leitenden, aktiven Elektrodenbereich und dem Gewebe lichtbogenartige Entladungen entstehen. Erfindungsgemäß umfaßt der aktive Elektrodenbereich mindestens nach Beginn eines Schneidevorgangs eine Vielzahl von Einzelflächen, die zur Bildung der Entladungen zugänglich sind und die voneinander durch isolierte Bereiche getrennt sind, wobei die Einzelflächen relativ zu einer Gesamtfläche des aktiven Elektrodenbereichs sehr klein dimensioniert sind.

Ein wesentlicher Punkt der Erfindung liegt in der geringen Anzahl und der geringen Größe elektrisch aktiver, d. h. leitfähiger Flächen bzw. Einzelflächen, die zur Bildung von lichtbogenartigen Entladungen bzw. Lichtbögen vorhanden sind. Dadurch ist der Übergangswiderstand zwischen Elektrode und zu schneidendem Gewebe so groß, daß nur ein sehr geringer HF-Stromfluß in das Gewebe zustande kommt. Insbesondere beim Anschneiden des Gewebes wird (noch vor der Entstehung von Lichtbögen) eine zu tiefe, unbeabsichtigte Koagulation des Gewebes vermieden.

Vorzugsweise sind die Einzelflächen derart klein dimensioniert, daß der HF-Strom die Einzelflächen berührende Gewebeabschnitte ohne wesentliche Erwärmung des Gewebes oberflächlich unter Bildung im wesentlichen isolierender Gewebeabschnitte austrocknet. Der HF-Strom ist demnach aufgrund der Dimensionierung der Einzelflächen so gering, daß keine Schädigungen tieferliegender Gewebeschichten durch einen zu großen HF-Strom auftreten können.

Vorzugsweise sind die Einzelflächen durch (Funken-)Durchschlag einer Isolationsschicht auf dem aktiven Elektrodenbereich gebildet. Hierbei kommt im wesentlichen ein HF-Stromfluß in das Gewebe erst durch einen (Funken-)Durchschlag der Isolationsschicht zustande. Vor einem Durchschlag ist der aktive Elektrodenbereich aufgrund der Isolationsschicht isoliert, wodurch ein wesentlicher HF-Stromfluß in das Gewebe nicht zustande kommt.

In einer bevorzugten Ausführungsform ist die Isolationsschicht vor einem erstmaligen Gebrauch der Elektrode den aktiven Elektrodenbereich im wesentlichen vollständig überdeckend derart leicht durchschlagbar ausgebildet, daß sie bei Berührung des Gewebes vom HF-Strom durchschlagbar wird.

Bevorzugt ist in der Isolationsschicht vor einem ersten Gebrauch der Elektrode eine geringe Anzahl von Einzelflächen gebildet.

Bei einer anderen Ausführungsform sind die Einzelflächen vor einem erstmaligen Gebrauch der Elektrode durch gezielte Funkendurchschläge gebildet, während die Isolationsschicht beim Gebrauch nicht vom HF-Strom durchschlagbar ist. Bei dieser Ausführungsform kann die Elektrode bereits bei der Herstellung präpariert werden.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform sind die Einzelflächen über Kanäle in einer porösen Schicht gebildet, welche den aktiven Elektrodenbereich gegenüber einer direkten Berührung des Gewebes isoliert. Hierbei kann es bei einer Berührung von Elektrode und Gewebe zu keinem Stromfluß und damit insbesondere nicht zu einer unbeabsichtigten, zu tiefen Koagulation des Gewebes kommen.

Vorteilhafterweise können die Isolationsschicht oder die poröse Schicht so ausgebildet werden, daß ein Anhaften oder Ankleben von Gewebe beim Schneiden vermieden wird.

In einer alternativen Ausführungsform ist der aktive Elektrodenbereich aus einer Vielzahl von Einzelelementen gebildet.

Vorzugsweise umfassen die Einzelelemente Drähte oder elektrisch leitende Fasern. Hierbei wird die effektive leitende Fläche der Elektrode durch die Anzahl der Drähte bzw. elektrisch leitenden Fasern bestimmt. Durch Verringerung der Drähte bzw. der elektrisch leitenden Fasern unter den Einzelelementen kann beispielsweise der Übergangswiderstand zwischen Elektrode und Gewebe erhöht werden.

Die Elektrode ist besonders bevorzugt schnur- oder bandartig ausgebildet. Vorzugsweise ist die Elektrode als Polypektomieschlinge ausgebildet. Um ein Abrutschen der Polypektomie-Schlinge beim Anlegen an das zu schneidende Gewebe, d. h. beim Umschlingen des Polypen, zu verhindern, ist insbesondere eine raue oder angeraute Oberfläche der Elektrode von Vorteil.

Ferner betrifft die Erfindung ein Verfahren zur Herstellung einer Elektrode zum Schneiden von biologischem Gewebe mittels eines HF-Stromes, wobei während des Schneidens zwischen einem elektrisch leitendem aktiven Elektrodenbereich und dem Gewebe lichtbogenartige Entladungen entstehen.

Erfindungsgemäß wird der aktive Elektrodenbereich mit einer Isolationsschicht überzogen. In der Isolationsschicht wird eine Vielzahl von Einzelflächen erzeugt, die zur Bildung der Entladungen zugänglich sind. Vorzugsweise werden die Einzelflächen durch (Funken-)Durchschlag der Isolationsschicht auf dem aktiven Elektrodenbereich gebildet. Besonders bevorzugt werden die Einzelflächen vor einem erstmaligen Gebrauch der Elektrode durch gezielte Fokussierung gebildet. Ferner wird der aktive Elektrodenbereich aus einer Vielzahl von Einzelelementen in einer bevorzugten Ausführungsform des Verfahrens gebildet. Dabei umfassen die Einzelelemente bevorzugt Drähte oder elektrisch leitende Fasern, die mit nicht leitenden Drähten verwoben, verflochten, vernäht oder verdreht werden.

Die Erfindung betrifft schließlich die Verwendung der Elektrode in der Endoskopie zur Entfernung von Polypen. Vorzugsweise wird die Elektrode dabei in einem Applikator zur Gastroenterologie eingesetzt. Die Elektrode kann auch unter Wasser eingesetzt werden. Durch das Wasser wird der Übergangswiderstand zwischen Elektrode und Gewebe verringert, so daß hierbei die Gefahr eines zu großen HF-Stromes besonders groß ist und sich die erfindungsgemäße Elektrode hier besonders vorteilhaft einsetzen läßt.

Weitere Vorteile und Anwendungsmöglichkeiten der Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung von Ausführungsformen in Verbindung mit den Abbildungen.

Hierbei zeigen:

**Fig. 1** eine Ausführungsform einer Elektrode zur Polypektomie und die prinzipielle Anordnung bei der Durchführung der Polypektomie,

**Fig. 2** einen Querschnitt der Elektrode gemäß einer ersten Ausführungsform der Erfindung,

**Fig. 3** eine Draufsicht auf die Elektrode gemäß der ersten

Ausführungsform der Erfindung.

**Fig. 4** einen Querschnitt der Elektrode gemäß einer zweiten Ausführungsform der Erfindung.

**Fig. 5** eine Draufsicht auf eine Elektrode gemäß einer dritten Ausführungsform der Erfindung.

**Fig. 6** eine Ausführungsform der Elektrode zur Anwendung in einem Endoskop zur Gastroenterologie.

In **Fig. 1** ist eine Elektrode **11** zur Polypektomie dargestellt, die mit einem aktiven Anschluß **14** eines Hochfrequenz-Generators **10** (HF-Generator) verbunden ist. Am aktiven Anschluß **14** des HF-Generators **10** liegt eine hochfrequente Wechselspannung an. Der HF-Generator **10** weist Bedienelemente zum Einstellen von Parametern der hochfrequenten Wechselspannung wie beispielsweise die Intervalldauer von Spannungsimpulsen, die Wahl von Einzelimpulsen oder Pulssequenzen auf. Die Elektrode weist als Schneidwerkzeug einen aktiven Elektrodenbereich **12** auf, der eine drahtförmige Schlinge (Polypektomie-Schlinge) umfaßt. Die drahtförmige Schlinge wird um einen Polypen **42** gelegt, der biologisches Gewebe **40** umfaßt. Das biologische Gewebe **40**, also der Patient, ist elektrisch mit einem neutralen Anschluß **15** des Hochfrequenz-Generators **10**, beispielsweise Erde, verbunden. Zwischen dem aktiven Elektrodenbereich **12** der Elektrode **11**, insbesondere der drahtförmigen Schlinge, und dem Gewebe **40** des Polypen **42** liegt eine hochfrequente Wechselspannung zum Schneiden des Gewebes an.

Die hochfrequente Wechselspannung hängt dabei von der Spannung des HF-Generators **10** und gegebenenfalls einem Spannungsabfall innerhalb des Gewebes **40** ab. Die Polypektomie-Schlinge kann von insbesondere Argon-Gas umgeben sein, das mittels einer Gaszufuhr **13** zugeführt wird. Das Argon-Gas begünstigt die Bildung von lichtbogenartigen Entladungen zwischen der Polypektomie-Schlinge und dem Polypen **42** und verhindert die Entstehung von Rauch. Sobald die Spannung zwischen der Polypektomie-Schlinge und dem Gewebe **40**, insbesondere dem Polypen **42**, die Durchbruchspannung einer Isolationsschicht der Schlinge übersteigt, entstehen lichtbogenartige Entladungen zwischen der Schlinge und dem Gewebe **40**.

Gleichzeitig mit der Entstehung der lichtbogenartigen Entladungen kommt ein hochfrequenter Stromfluß (HF-Stromfluß) über den aktiven Elektrodenbereich **12** in das Gewebe **40** zustande.

In **Fig. 2** ist ein Querschnitt der Oberfläche des aktiven Elektrodenbereichs **12** und insbesondere der Schlinge einer Elektrode zur Polypektomie dargestellt. Das leitfähige Material **20** der Elektrode, insbesondere ein Metall, ist mit einer Isolationsschicht **21** überzogen. Die Isolationsschicht **21** weist eine Vielzahl von Öffnungen **22** auf, die leitfähige Bereiche der Elektrodenoberfläche, nämlich Einzelflächen **26**, definieren. Bei Entstehung von lichtbogenartigen Entladungen fließt über diese Einzelflächen **26** der Elektrode ein hochfrequenter Strom (HF-Strom) in das Gewebe. Der in das Gewebe fließende Strom ist dabei durch die Anzahl und Größe der Einzelflächen **26** so begrenzt, daß keine Schädigung von tieferliegenden Gewebeabschnitten durch einen zu hohen Stromfluß auftreten kann. Dazu sind die Einzelflächen **26** der Elektrodenoberfläche relativ klein zur Gesamtfläche der Elektrode ausgebildet. Der über diese kleinen Einzelflächen **26** fließende HF-Strom hat zwar punktuell eine sehr große Stromdichte, in der Summe der über alle Einzelflächen **26** der isolierenden Beschichtung **21** fließenden HF-Ströme ergibt sich allerdings insgesamt ein geringer Gesamtstrom. Die Öffnungen **22** können bei einer ersten Benutzung der Elektrode beim Durchschlagen der Isolationsschicht entstehen. Sie können auch vor einer ersten Benutzung gezielt (insbesondere durch Erzeugung elektrischer

Durchschläge) erzeugt werden.

Da während des Schneidens des Gewebes die isolierende Beschichtung 21 der Elektrode durch die lichtbogenartigen Entladungen teilweise abbrennen kann, ist eine Kontamination des Gewebes mit abgebrannten Produkten möglich. Daher ist die isolierende Beschichtung 21 aus einem biokompatiblen Material, insbesondere aus organischen Substanzen, hergestellt, die beim Verbrennen keine schädlichen Rückstände ergeben.

In Fig. 3 ist die Draufsicht eines Ausschnitts des aktiven Elektrodenbereichs dargestellt. Hier weist die isolierende Beschichtung 21 Öffnungen 22 auf, welche die Einzelflächen definieren. Der HF-Stromfluß von der Elektrode in das Gewebe kann im wesentlichen durch den Durchmesser dieser Öffnungen 22 bestimmt werden.

In Fig. 4 ist der Querschnitt einer weiteren Ausführungsform der isolierenden Beschichtung des aktiven Elektrodenbereichs 12 dargestellt. Hier weist die isolierende Beschichtung 21 bzw. Isolationsschicht, welche die metallische Oberfläche 20 der Elektrode bedeckt, Körner 25 auf. Die Körner 25 bewirken eine Porosität der isolierenden Beschichtung 21, wodurch in dieser Luftkanäle ausgebildet sind. Die Luftkanäle bewirken, daß es schon bei einer geringen Spannung zwischen dem aktiven Elektrodenbereich 12 und dem Gewebe 40 zur Bildung von lichtbogenartigen Entladungen kommt. Die isolierende Beschichtung 21, die den gesamten elektrisch aktiven Bereich der Elektrode umhüllt, verhindert gleichzeitig, daß ohne lichtbogenartige Entladungen ein HF-Stromfluß von der Elektrode in das Gewebe zustandekommt. Erst die lichtbogenartigen Entladungen bewirken einen HF-Stromfluß, der allerdings aufgrund des hohen Übergangswiderstandes, gebildet durch die relativ kleinen Luftkanäle, zwischen der Elektrode und dem Gewebe begrenzt ist.

In Fig. 5 ist wiederum die Draufsicht eines Ausschnitts des aktiven Elektrodenbereichs 12 einer anderen Ausführungsform der Elektrode dargestellt. Hierbei weist die Elektrode leitfähige Drähte 23 und nichtleitende Drähte 24 (schräg dargestellt) auf, die miteinander verflochten, verdreht, verwebt oder vernäht sind. Ein HF-Stromfluß von der Elektrode in das Gewebe kommt ausschließlich über die leitfähigen Drähte 23 zustande. Auch hier läßt sich der HF-Gesamtstrom, der von der Elektrode in das Gewebe fließen kann, im wesentlichen über die Anzahl der leitfähigen Drähte 23 bestimmen. Eine Kombination mit den zuvor beschriebenen Möglichkeiten (isolierender Überzug usw.) ist sehr gut möglich.

In Fig. 6 ist die Anwendung der Elektrode bei einem Endoskop zur Gastroenterologie, also zur Spiegelung des Magen/Darm-Bereiches, dargestellt. Ein Applikator 30 zur Gastroenterologie weist ein Endoskop zur Spiegelung eines Darms 41 auf. Ferner weist der Applikator 30 eine Öffnung zur Gaszufuhr für die Zuführung insbesondere von Argon-Gas auf, das eine Rauchbildung während eines elektrophysiologischen Schneidevorgangs verhindert. Zusätzlich ist eine Absaugöffnung zum Absaugen von Argon-Gas und Rauch bzw. Dampfdruckständen vorgesehen. Ferner ist eine Polypektomie-Schlinge 31, die über den Applikator 30 von einem Operateur gesteuert werden kann, zur Entfernung von Polypen 42 im Darm 41 vorgesehen. Die Polypektomie-Schlinge 31 ist dabei an dem Applikator 30 derart beweglich angebracht, daß der Operateur die Polypektomie-Schlinge 31 aus dem Applikator 30 ausfahren und in den Applikator wieder einfahren kann, um beispielsweise beim Endoskopieren nicht die Sicht zu stören.

Zusammenfassend weist die erfindungsgemäße Elektrode im wesentlichen den Vorteil auf, daß ein zu hoher HF-Stromfluß von der Elektrode in ein zu schneidendes Gewebe

vor Entstehung von lichtbogenartigen Entladungen zwischen der Elektrode und dem Gewebe und dabei insbesondere eine möglicherweise entstehende zu tiefen Koagulation vermieden wird. Bei einer Ausführungsform der Elektrode mit einer isolierenden Beschichtung kann die isolierende Beschichtung insbesondere so ausgebildet werden, daß ein Ankleben oder Anhaften des geschnittenen biologischen Gewebes an der Elektrode vermieden wird. Um ein Abrutschen der als Polypektomie-Schlinge ausgebildeten Elektrode beim Anlegen an das zu schneidende Gewebe, d. h. den Polypen, zu vermeiden, ist eine raue oder angeraute Oberfläche der Elektrode sehr vorteilhaft.

#### Bezugszeichenliste

- 10 Hochfrequenz-Generator
- 11 Elektrode
- 12 aktiver Elektrodenbereich
- 13 Gaszufuhr
- 14 aktiver Generatoranschluß
- 15 neutraler Generatoranschluß
- 20 Leitfähiges Material (insbesondere Metall)
- 21 Isolationsschicht
- 22 Öffnungen
- 23 Leitfähige Drähte
- 24 Nichtleitende Drähte
- 25 Körner
- 26 Einzelfläche
- 30 Applikator
- 31 Polypektomie-Schlinge
- 40 Biologisches Gewebe
- 41 Darm
- 42 Polyp

#### Patentansprüche

1. Elektrode zum Schneiden von biologischem Gewebe (40) mittels eines HF-Stromes, wobei während des Schneidens zwischen einem elektrisch leitenden, aktiven Elektrodenbereich (12) und dem Gewebe (40) lichtbogenartige Entladungen entstehen, **dadurch gekennzeichnet**, daß der aktive Elektrodenbereich (12) mindestens nach Beginn eines Schneidevorgangs eine Vielzahl von Einzelflächen (26) umfaßt, die zur Bildung der Entladungen im wesentlichen frei von außen zugänglich sind und die voneinander durch isolierte Bereiche (21) getrennt sind, wobei die Einzelflächen (26) relativ zu einer Gesamtfläche des aktiven Elektrodenbereichs sehr klein dimensioniert sind.
2. Elektrode nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Einzelflächen (26) derart klein dimensioniert sind, daß der HF-Strom die Einzelflächen (26) berührende Gewebeabschnitte ohne wesentliche Erwärmung des Gewebes oberflächlich unter Bildung im wesentlichen isolierender Gewebeabschnitte austrocknet.
3. Elektrode nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Einzelflächen (26) durch (Funken-)Durchschlag einer Isolationsschicht (21) auf dem aktiven Elektrodenbereich (12) gebildet sind.
4. Elektrode nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Isolationsschicht (21) vor einem erstmaligen Gebrauch der Elektrode den aktiven Elektrodenbereich (12) im wesentlichen vollständig überdeckend derart leicht durchschlagbar ausgebildet ist, daß sie bei Berührung des Gewebes (40) vom HF-Strom durchschlagen wird.
5. Elektrode nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß in der Isolationsschicht (21) vor einem ersten

Gebrauch der Elektrode (11) eine geringe Anzahl von Einzelflächen (26) gebildet ist.

6. Elektrode nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Einzelflächen (26) vor einem erstmaligen Gebrauch der Elektrode durch gezielte Funkendurchschläge gebildet sind, während die Isolationsschicht (21) beim Gebrauch nicht vom HF-Strom durchschlagbar ist. 5

7. Elektrode nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Einzelflächen (26) über Kanäle in einer porösen Schicht (21, 25) gebildet sind, welche den aktiven Elektrodenbereich gegenüber einer direkten Berührung des Gewebes isoliert. 10

8. Elektrode nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß der aktive Elektrodenbereich aus einer Vielzahl von Einzelementen (23, 24) gebildet ist. 15

9. Elektrode nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Einzelemente Drähte oder elektrisch leitende Fasern (23) umfassen.

10. Elektrode nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektrode schnur- oder bandartig ausgebildet ist. 20

11. Elektrode nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektrode als Polypektomieschlinge (31) ausgebildet ist. 25

12. Verfahren zur Herstellung einer Elektrode zum Schneiden von biologischem Gewebe (40) mittels eines HF-Stromes, wobei während des Schneidens zwischen einem elektrisch leitenden, aktiven Elektrodenbereich (12) und dem Gewebe (40) lichtbogenartige Entladungen entstehen, dadurch gekennzeichnet, daß der aktive Elektrodenbereich (12) mit einer Isolationsschicht (21) überzogen wird, und in der Isolationsschicht (21) eine Vielzahl von Einzelflächen erzeugt wird, die zur Bildung der Entladungen zugänglich sind. 30 35

13. Verfahren nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß die Einzelflächen (26) durch (Funken-)Durchschlag der Isolationsschicht (21) auf dem aktiven Elektrodenbereich (12) gebildet werden. 35

14. Verfahren nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß die Einzelflächen (26) vor einem erstmaligen Gebrauch der Elektrode durch gezielte Funkendurchschläge gebildet werden. 40

15. Verfahren nach einem der Ansprüche 12 bis 14, dadurch gekennzeichnet, daß der aktive Elektrodenbereich (12) aus einer Vielzahl von Einzelementen (23, 24) gebildet wird. 45

16. Verfahren nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, daß die Einzelemente Drähte oder elektrisch leitende Fasern (23) umfassen, die mit nichtleitenden Drähten (24) verwoben, verflochten, vernäht oder verdreht werden. 50

17. Verwendung einer Elektrode, insbesondere nach Anspruch 10 oder 11 in der Endoskopie zur Entfernung von Polypen (42) (Polypektomie). 55

18. Verwendung nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektrode in einen Applikator (30) zur Gastroenterologie eingesetzt wird.

---

Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen

60

- Leerseite -



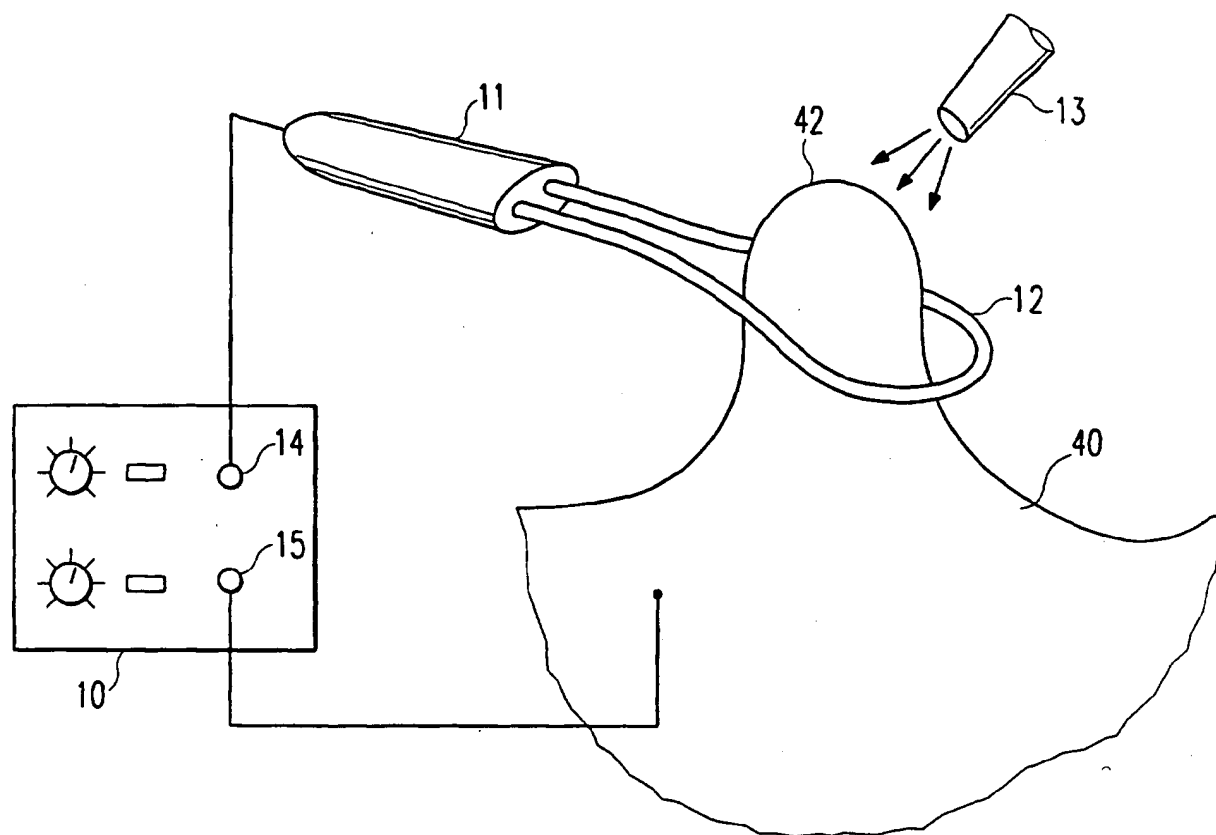


Fig. 1

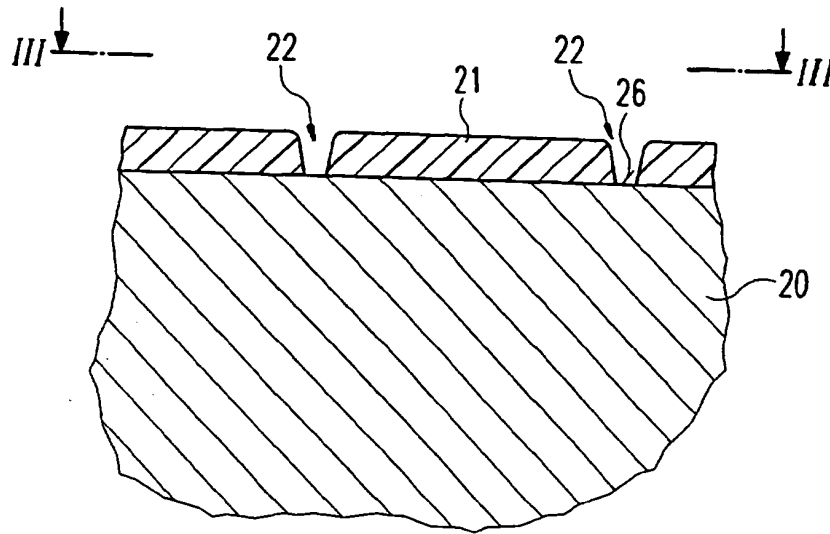


Fig. 2

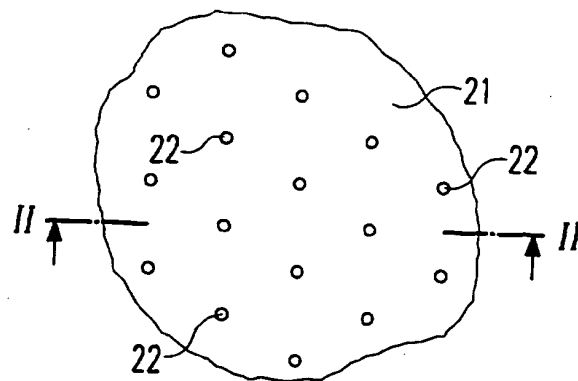


Fig. 3

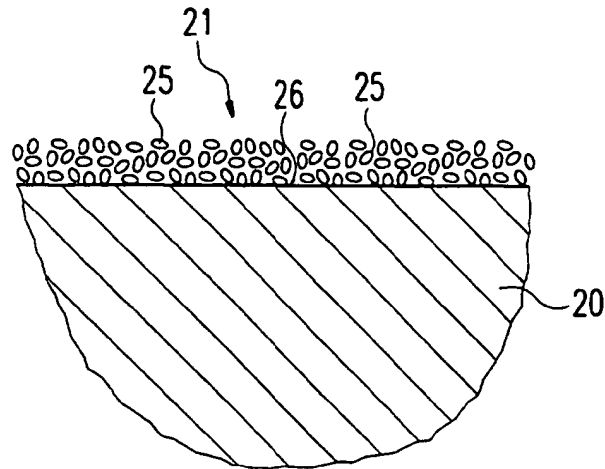


Fig. 4

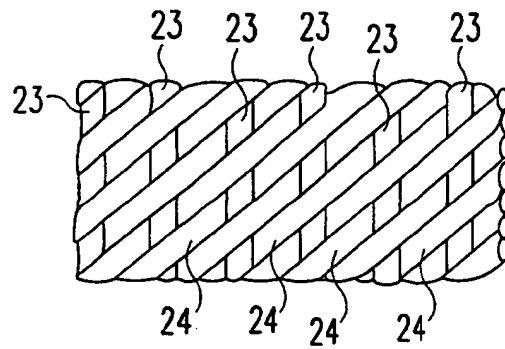


Fig. 5

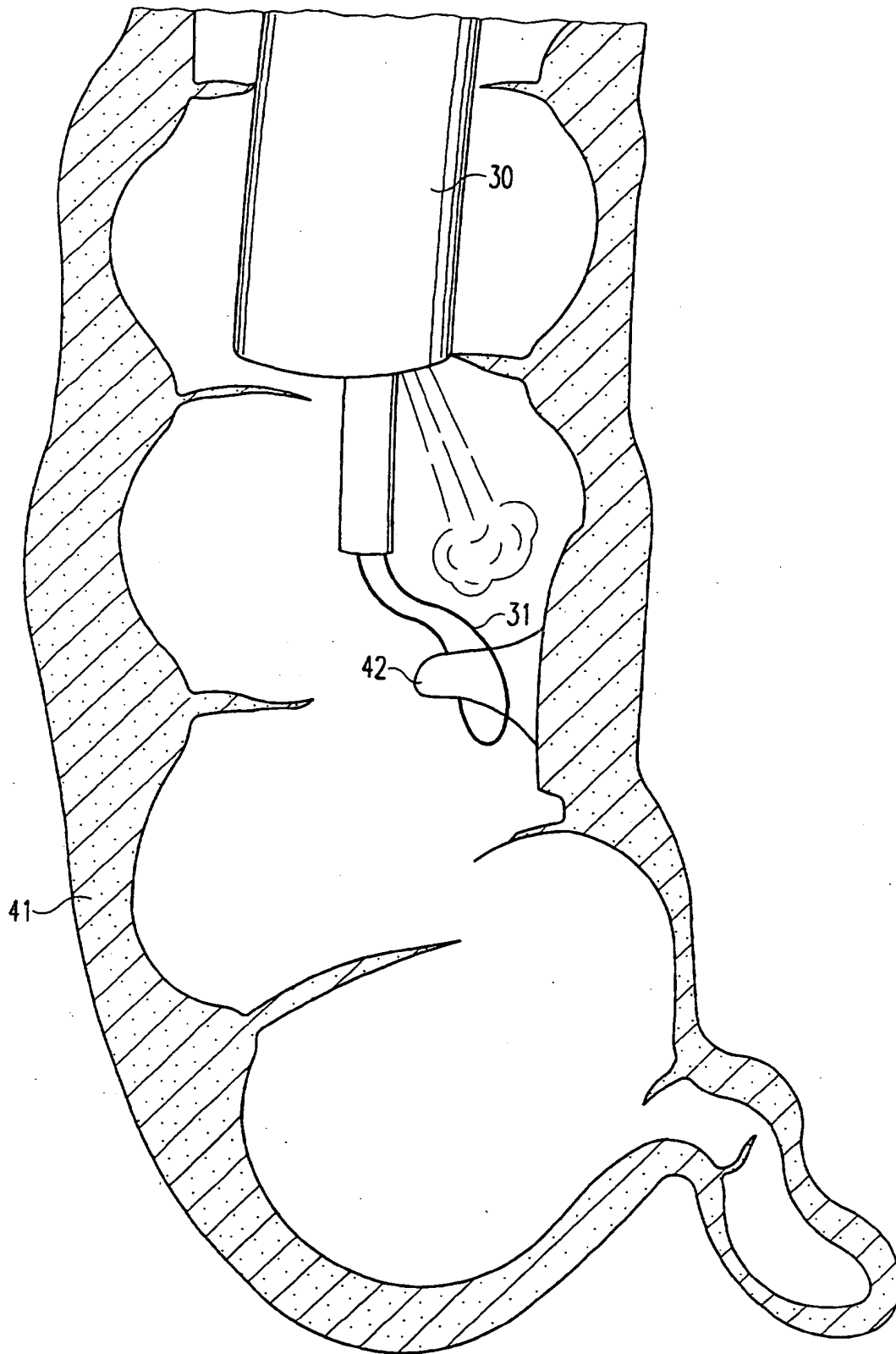


Fig. 6